

G-104

歩行時の加速度データによるブルンストロームステージの分類推定

Classification of Brunstrom Stage Using Gait Acceleration

奥村 元紀*

中島重義*

Motoki Okumura Shigeyoshi Nakajima

概要

脳卒中を患うと身体に重大な後遺症が残る、歩行が困難になる場合がある。歩行は人間が自立して生活していく上で必要不可欠な運動機能の一つであるため、運動障害が生じた患者のリハビリテーションにおいて、自立歩行機能の回復は重要な項目として位置付けられている。運動機能の回復の指標の一つに Brunstrom Stage がよく用いられており、理学療法士が身体の各部位の運動機能を評価するものだが、評価の項目は多岐に渡り、評価者・被評価者ともに時間・労力を割くものとなっている。また、評価基準はあるものの、多くが評価者の裁量に任せられる形となっており、評価の客観性・再現性・一貫性に欠けている。

本研究では、加速度センサーから取得した加速度値をもとに、歩行周波数を 6 つの周波数帯に分割し、高調波各々の変位の実効値と高調波番号の両対数グラフを線形近似した結果、鉛直方向における傾きと切片がステージごとにある程度の分布に限定されることを発見し、非線形サポートベクターマシンにて分類推定テストを行った結果、72.42% ±15.28% の Accuracy で分類した。加速度センサーのみを用いているため、主観的な従来のブルンストロームに比ベインターオペレータエラーが少ない手法であり、ステージに運動生理学的な意味があることを示した。

1 序章

1.1 研究の背景

日本全人口のうち 118 万人が脳卒中に罹患しており [1]、脳卒中の代表的な後遺症として片麻痺が挙げられる。片麻痺とは、損傷を受けた脳の逆半身に麻痺が生じ、自由に身体の部位を動かすことができない運動障害のことである。様々な程度の麻痺を残す場合が多く、軽度の症状であれば少しの経過で完治するものの、回復

には継続的なリハビリテーションが不可欠であり、その一貫として「どの程度運動機能が回復したか」を評価する必要がある。その評価は理学療法士による主観的評価が主流である。しかしながら、身体の部位ごとにテストは多岐に渡り、患者・評価者ともに時間と労力を要している。また、主観的評価は診断者ごとの知識と経験に依存し、評価の再現性や一貫性に欠け、同じような症状の患者であっても評価が異なる場合がある。

1.2 Brunstrom Stage

Brunstrom Stage(ブルンストローム・ステージ、以下: BS) とは、スウェーデンの理学療法士 Anna Signe Sophia Brunstrom(1898-1988) によって 1970 年に考案された、脳卒中性片麻痺の回復過程評価指数として一般的に用いられている評価方法である。BS は I から VI まで存在し、数字が大きいくほど運動機能が回復していることを表す。上肢・下肢・手指のそれぞれの部位に対して運動機能評価を行い、部位ごとに BS の評価付けがなされる [2]。片麻痺患者は単一の筋肉・関節を自由に動かすことが出来ず、同時に複数の部位も動いてしまう共同運動パターンが見られるゆえに、自立歩行が可能だとしても歩行がぎこちなくなることが報告されている [3],[4]。BS の評価基準は「どれだけ筋力を自由に動かせるか」を主軸に置いており、BS ごとの症状の概要を表 1 に示す [3]。

表 1 BS ごとの状態と概要

BS	状態の概要
I	麻痺部位を動かせない
II	正常部位の運動につられて麻痺部位が勝手に動く
III	関節の運動が可能 (個々では不可)
IV	個々の関節が少しずつ分離して動く
V	より分離した運動ができる
VI	分離運動が自由に早くできる

* 大阪市立大学大学院 工学研究科 電子情報系専攻

1.3 従来研究

1.1 で述べた背景から、定量的かつ容易に計測できる回復評価の1つとして、加速度センサーを用いた手法が注目されている。加速度センサーの利点として、患者はセンサーを身体につけて歩行するだけでよく、患者の負担は少なく済む。また装着が容易なため、臨床現場は勿論のこと、在宅リハビリテーションといった遠隔見守りシステムにおいて扱いやすいという特徴がある。また、運動学的な利点として、「歩行」という動作の目的は「重心のスムーズな移動」であり、ヒトの重心は第二仙骨あたりに位置することが報告されている [5]。そのため、重心付近の変動を検出することで、歩行特性を得ることができる。ちょうど腰骨にあたる第三腰椎は、第二仙骨と位置が近いので、重心の軌跡と第三腰椎の軌跡を近似できるとし、腰にベルト付き加速度計を装着して測定を行う。

加速度センサーを用いた研究は盛んに行われており、M. Henriksen らは、加速度データの実効値と歩行速度との関係を調べた [6]。

水池氏の研究 [7] では、BS 間における歩行速度・歩幅・加速度の RMS・加速度の自己相関係数を比較した。患者と健常者の間に有意差が見られる特徴量をいくつか発見したものの、BS 各々において有意差がある特徴量はなかった。

西氏は片麻痺患者の歩行が水平・鉛直方向において非対称的であることに着目し、フットセンサーと加速度計を併用して腰の変位軌道を描画し、幾何学的な腰の移動幅の特徴量 5 つを抽出したものを非線形サポートベクターマシンと多分木を用いて多クラス分類をする手法を提案し、Accuracy は約 88 % であった [8]。しかしながら、解析の性質上、脚の接地・離地のタイミング検出が不可欠であるためにフットセンサーを用いなければならず、見守りシステムといった場面で用いるには非現実的である。加速度値を用いて足の接地・離地を検出する手法も幾つか提案されているが [9],[10]、健常者を対象とした手法が殆どを占めている。片麻痺患者の加速度値は雑音成分が多く、極値の検出が不可能であるため、加速度のみでの検出は難しい。

本論文の共著者である中島は、加速度値をフーリエ変換したとき、約 1Hz の整数倍の周波数にピークが検出されることに着目し、各高調波の変位ベクトルを求め、新たにベクトルを生成して特徴量を計 6 つ抽出し、ニューラルネットワークを用いて患者と健常者の識別を行った結果、100 % の Accuracy で分類することに成功した [11]。本研究では、[11] の研究で行われた、歩行波を各高調波ごとに分ける手法を用い、加速度センサーのみで

BS 間の分類ができるかどうかの検討と評価を行う。

1.4 加速度の測定法および座標軸

本研究では、図 1 のように、 x : 左右方向、 y : 進行方向、 z : 鉛直方向 と三軸をそれぞれ定義し、 n を三軸の合成（ノルム）とする。また、歩容解析の分野では「ストライド」と「ステップ」という単語がよく用いられる。ストライドは「一方の脚が接地してから再び接地するまで」を指し、対してステップは「片脚が接地してからもう片方の脚が接地するまで」を指す。

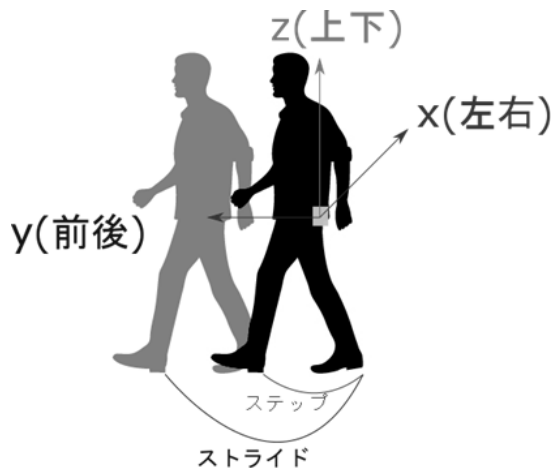


図 1 進行方向と座標軸

図 1 から、ステップ長の 2 倍がストライド長になることは明らかであり、周期はちょうど半分になるため、ステップ周波数はストライド周波数の 2 倍に一致する。また、ストライド周波数を f_s と表記することとする。最後に、本研究における実装環境を下図に示す。

OS	Windows 10 Pro
CPU	Intel(R) Core(TM) i5-7200U 2.50GHz
RAM	12.0GB
開発環境 1	Visual Studio Community 2017(C 言語)
開発環境 2	Jupyter Notebook(Python3.6.3)

なお、特徴量抽出までを開発環境 1 で、分類推定を開発環境 2 で行った。

2 解析方法

2.1 ストライド波とその高調波における変位 $m(t, h)$

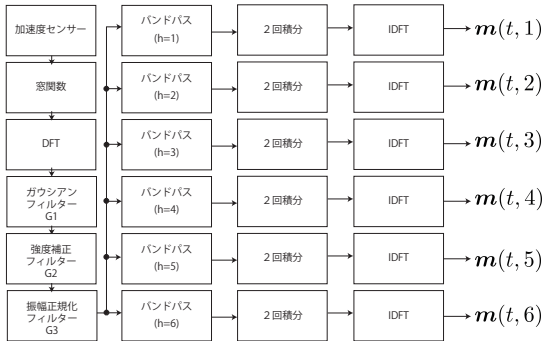


図2 2.1の概略図

図2に加速度値取得から変位変換までの概略図を示す。加速度のフーリエ変換にガウシアンフィルター・スケールリングを行い、ストライド波を基本波とした高調波に分離して、その各々の変位 $m(t, h)$ を得る。 t は時刻 [sec], h は高調波番号を表す。

第三腰椎部分に加速度センサーを装着し、被験者ごとに加速度値の時間変化を得る。加速度センサーは、被験者がサンプリング周波数 100Hz, 健常者が 62Hz のものを使用した。測定開始直後・終了直前は歩行が不安定なため、今回は目視で歩行安定期の範囲を判断し、解析データとして用いた。一例として、BSIV 患者と健常者、各々一人の時刻 t -加速度 $[m/s^2]$ グラフを図3, 図4に示す。

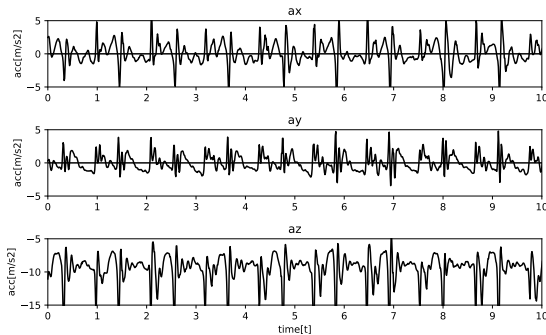


図3 BSIV 患者の加速度

z 軸の加速度が -10 付近に集中しているのは、地球の重力加速度 $g(\cong 9.8)$ が絶えず作用しているからである。

ハニング窓をかけた後に DFT(離散フーリエ変換) をしたときの周波数振幅スペクトルを図5と図6に示す。

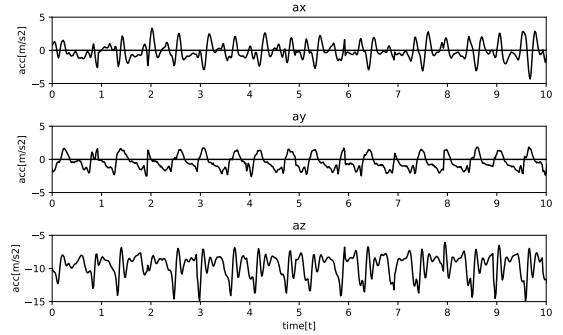


図4 健常者の加速度

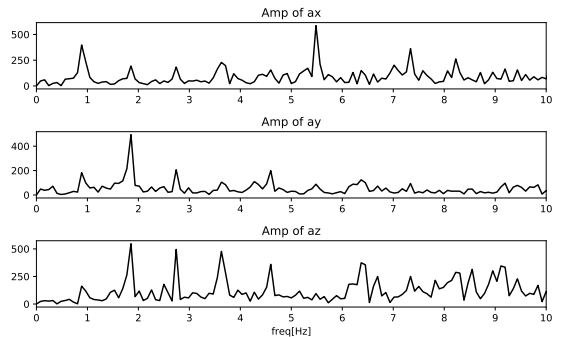


図5 BSIV 患者の周波数スペクトル

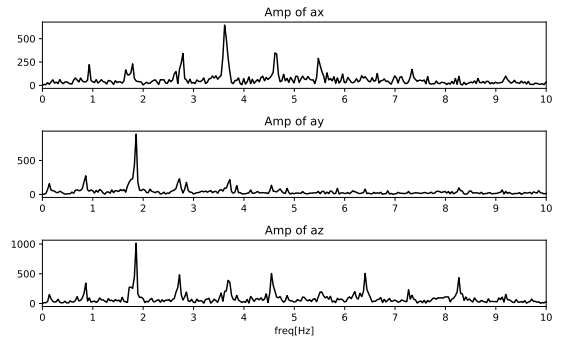


図6 健常者の周波数スペクトル

次に、1.3 述べたように、ストライド周波数を基準とした高調波に着目する。本研究では第6高調波までを解析対象とし、それ以上の周波数帯域はノイズと見なしてカットした。[12]によると、ヒトのストライド周波数は凡そ $0.7 \sim 1.3$ Hz のため、加速度の周波数振幅スペクトルにおける当該範囲の極大値を検出し、そのときの周波数をストライド周波数 f_s とする。その後、各高調波において、ガウシアンフィルター G_1 をかける。ガウシアンフィルターの平均は各々ストライド周波数の整数倍、

標準偏差は $0.3 \times (\text{ストライド周波数})$ とした。

次に、変位の時間軸の実効値を $\mathbf{R} = (R_n, R_x, R_y, R_z)$ とするとき、実効値は加速度を $\mathbf{a}(t)$ を用いて式 1 のように表される。

$$\mathbf{R} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{t=0} \mathbf{a}(t)^2} \quad (N: \text{データ総数}) \quad (1)$$

元の加速度から得た変位の実効値を \mathbf{R}_{bef} 、フィルタリング後の変位の実効値を \mathbf{R}_{aft} とおくと、 G_2 をかけることで、 G_1 によって失われた本来の信号の強度と、三軸の相対的な強度のずれを補正する。

さらに本研究では、片麻痺患者・健常者に関わらず、 z (鉛直) 成分におけるステップ周波数帯にピークが観察されたことを利用し、 z 成分のステップ周波数の振幅スペクトルが全被験者等しい値になるようにフィルター G_3 をかけた (図 7)。

以上の 3 つのフィルターの式は下のようになる。

$$G_1(f) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(f - f_h)^2}{2\sigma^2}\right) \quad (\sigma = 0.3f_s) \quad (2)$$

$$G_2(f) = \frac{\mathbf{R}_{bef}}{\mathbf{R}_{aft}} \quad (3)$$

$$G_3(f) = \frac{1}{z_{step}} \quad (4)$$

以上の周波数スペクトル整形を行った後の BSIV 患者の周波数振幅スペクトルを図 7 に示す。

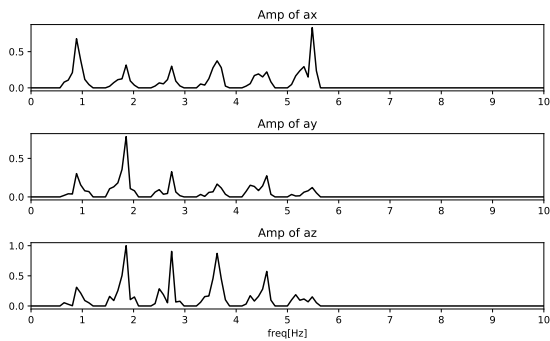


図 7 BSIV 患者 (ノイズフィルタリング後)

次に、現時点での周波数振幅スペクトルは、ストライド波～第 6 高調波までの合成波をフーリエ変換したもののだが、これを高調波各々に分離するようなバンドパスフィルターをかける。例として、第 4 高調波のみの周波数振幅スペクトルを図 8 に示す。

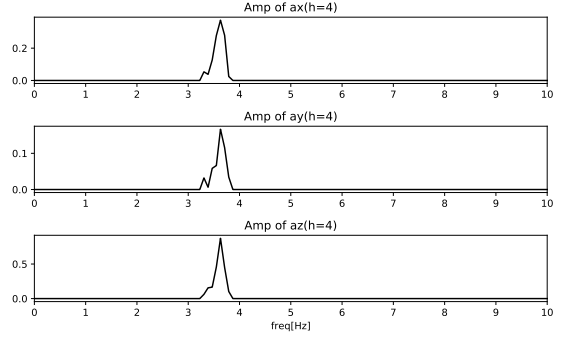


図 8 BSIV 患者 ($h = 4$)

2.2 変位変換

前節で加速度のデータの整形を行った。本節では、加速度から変位の変換を行う。加速度のフーリエ変換を $-\omega^2$ で除算することで、変位のフーリエ変換が求まる。その後、IDFT (逆離散フーリエ変換) を行い、時間領域における変位 $\mathbf{m}_h(t)$ を得る。例として、BSIV 患者・健常者それぞれの全高調波の合成変位 (つまり、前額面から見た重心の軌道) を図 9, 10 に示す。なお、 G_3 で値の正規化を行っているため、 \mathbf{m} の絶対的な値に意味は持たない。

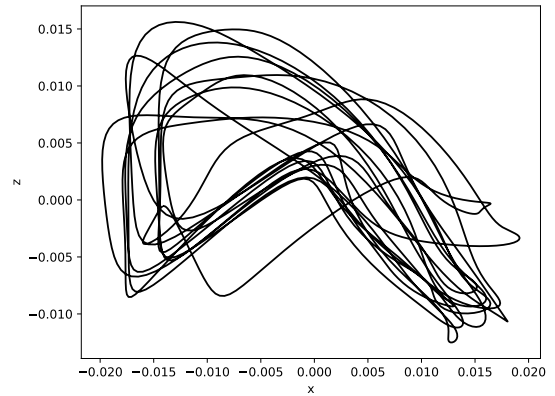


図 9 BSIV 患者 ($x - z$)

ここで補足として、2.1 で述べた G_1, G_2, G_3 のフィルタリングの有用性を示す。バンドパスフィルターをかけずに本節で示した計算を行うことで、重心の変位が得られる。フィルター G をかけなかったときの BSIV 患者の変位を図 11 に示す。

図 11 を見ると、明らかに軌道が歪であり、逆に図 9 は比較的整った軌道を描いている。重心の軌道を求める手法はいくつか提案されており、その一例として [13] が挙げられ、当論文で提案された手法は [8] でも採用され

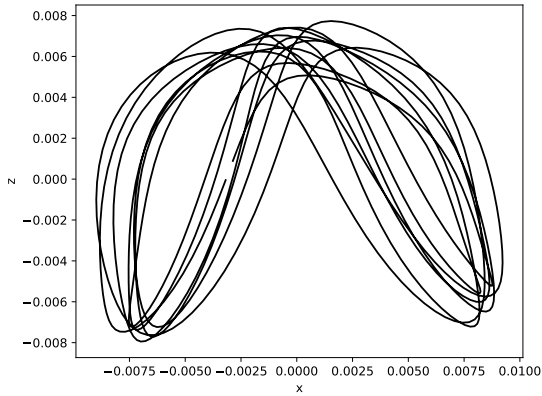


図10 健康者 ($x - z$)

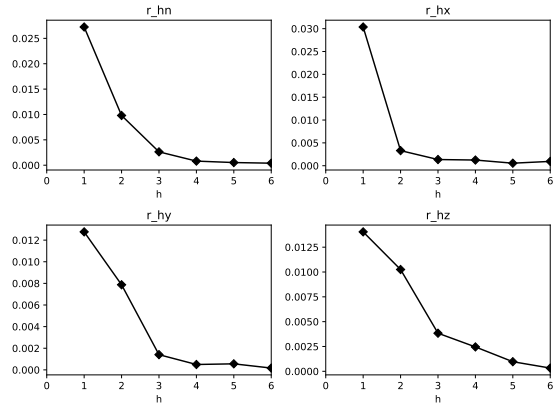


図12 BSIV患者の $h - r_h$

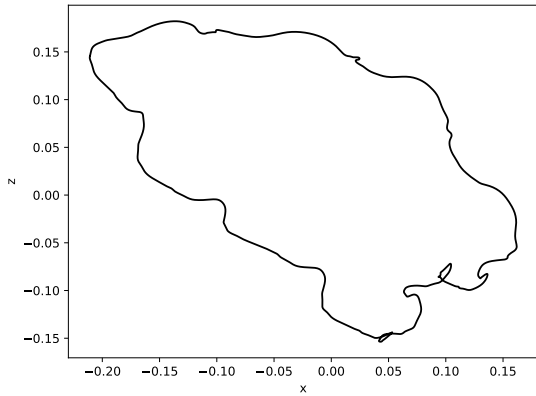


図11 BSIV患者 ($x - z$)(G なし)

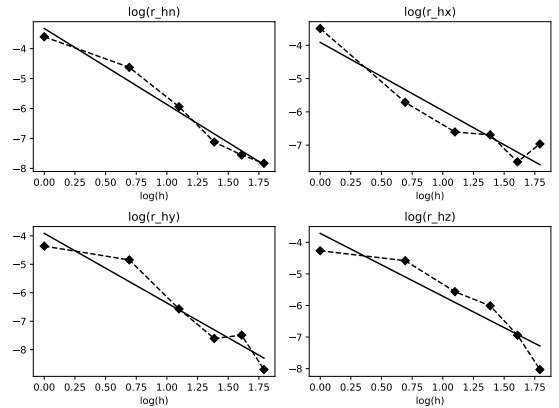


図13 BSIV患者の $\log(h) - \log(r_h)$

ており、本論文の提案手法で得られた軌道と非常によく似ている。このことから、3つの G フィルターは有用であることが分かる。

2.3 特徴量抽出

前項で高調波ごとの変位ベクトル $\mathbf{m}_h(t)$ を得た。これの実効値を計算した結果 $\mathbf{r}_h = (r_{hn}, r_{hx}, r_{hy}, r_{hz})$ は、

$$\mathbf{r}_h = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{t=0} \mathbf{m}_h(t)^2} \quad (N: \text{データ総数}) \quad (5)$$

で計算できる。 h と \mathbf{r}_h の値を二次元座標にプロットしたものを図12に示す。

h と \mathbf{r}_h を両対数グラフにプロットし直し、線形近似を行う。このときのグラフは図13のようになる。図13において、4成分各々に対して、 $\log(h) - \log(r_h)$ グラフを最小二乗法で線形近似し、求まる直線の切片と傾きをそれぞれ $\mathbf{a} = (a_n, a_x, a_y, a_z)$, $\mathbf{b} = (b_n, b_x, b_y, b_z)$ とし、

特徴量として抽出する。また、線形回帰したときの相関係数の絶対値を図14に示す。

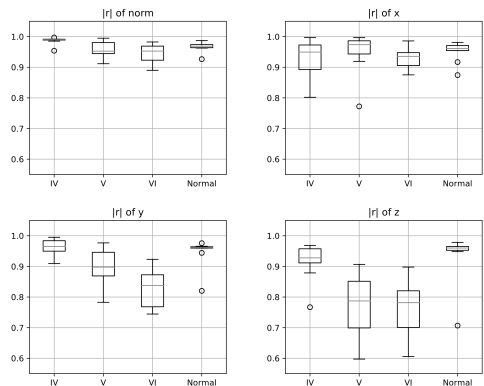


図14 線形近似した際の相関係数

3 結果

被験者は、一般的に自立歩行が可能と言われているBSIV~VI患者と健常者を対象に行った。BSIV患者8名、BSの患者12名、BSVI患者12名、健常者10名の、計42個の歩行データから得た特徴量 a, b の分布を図15に示す。

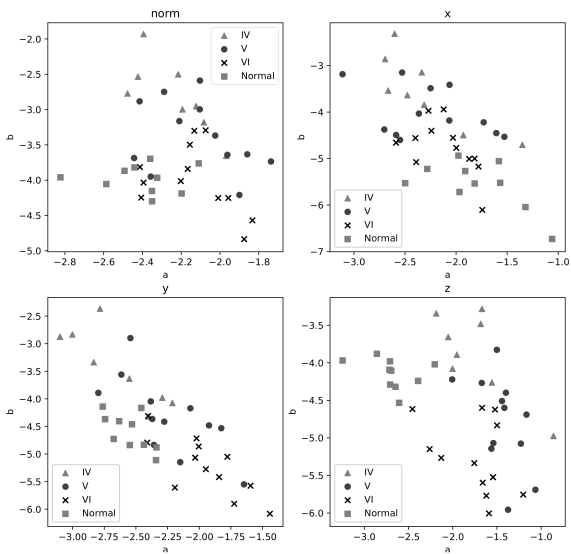


図15 三軸ごとの $a-b$ 散布図

z (鉛直)方向で比較的BSごとに分布が限定されているのが観察できる。

BSごとに a_z, b_z に有意差があるのかどうかをWelchのt検定を用いて検定を行った結果を表2に示す。

表2 t検定の結果 ($p < 0.05$)

BS		a_z	b_z
BSIV	BSV	0.099	0.004
BSIV	BSVI	0.717	1.33E-04
BSIV	Normal	2E-04	0.226
BSV	BSVI	0.016	0.127
BSV	Normal	2.38E-08	0.004
BSVI	Normal	1.85E-05	2.19E-05

BSV-健常者, BSVI-健常者に関しては, a_z, b_z 両方において有意差が見られた。また、それ以外のBS間においては少なくとも a_z, b_z どちらかに有意差が見られた。

4 分類推定の実装と精度

前節で, z 軸においてBS間で有意差が見られた。本節では, z 軸の特徴量である a_z, b_z を用いて,BSの分類ができるのかどうかのテストを行う。

手法としては非線形Support Vector Machineを使用し,カーネルはRBF(Gaussian),パラメーターはデフォルト値($C = 1.0, \gamma = 1/2$)を用いた。学習データとテストデータを4対1の割合とし,6-分割交差検証法にてテストを行った結果,分類推定の正解率が72.42%±15.28%であった。一例として,正解率が72.72%で分類できたときの分離平面を図16に示す。

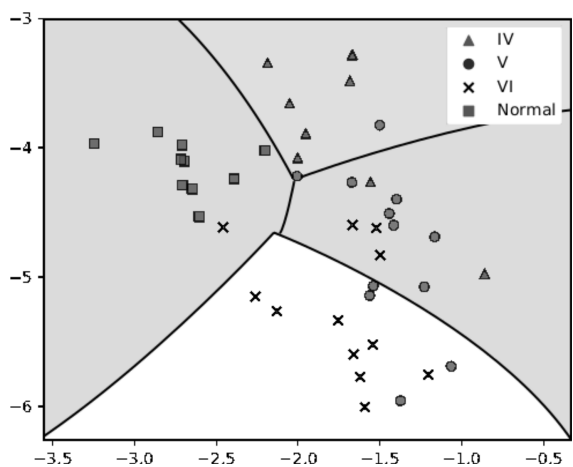


図16 BS分類平面の一例

前述のように,BS間で特徴量どちらか1つの有意差は見られるものの,分布がBS間で重複していることから,分類の精度は[8]の手法よりも低いものとなってしまった。図14が示すように,比較的相関係数が高いBSIVと健常者はある程度の分布に限定されているが,相関係数が低いBSVとBSVIの分布は広範囲に渡っており,BSV・VI間については明確に分布を限定することが出来なかった。そのため,線形近似する過程で有意な特徴量が消失してしまった可能性が考えられる。

また,本論文ではBS間の運動生理学的傾向の検証を行ったが,臨床現場では,歩行特性から異常歩行の因子を見つけることができるような手法が求められている。1.1でも述べたように,そもそもBSの評価方法の問題点が「体の様々な部位における運動機能の点数化」に客観性が欠けることであり,点数化の過程を人間が行うのではなく,センサーから得られた数値のみを使って工学的に点数を算出することが,本研究の究極の目的である。これが可能となれば,臨床現場や在宅リハビリプロ

グラム等で多に有効であると考えられる。

5 まとめ

本研究では、加速度センサーのみを用いて歩行周波数の高調波ごとにおける変位の実効値の対数を線形近似することで、Brunnstrom Stage の分類推定を行う手法を提案した。解析・評価により、鉛直方向 (z 方向) の加速度を用いることで、ステージ間で有意差がある特徴量を発見した。ステージに運動生理学的な傾向があることを示し、歩行波を高調波ごとに分ける手法が有効であることを示唆した。今後の課題としては、Brunnstrom Stage の問題点である「運動機能の点数化の過程の主観性」を解決すべく、加速度センサーを用いた解析の再検討とともに、高調波ごとに特徴量を抽出し、異常歩行の原因となる体の部位を特定し、センサー値のみでステージを決定できるような解析方法を検討することである。

参考文献

- [1] 厚生労働省. 平成26年(2014)患者調査の概況. <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/14/index.html>.
- [2] 上田敏. 片麻痺機能テストの標準化-12段階「片麻痺回復グレード」法. 総合リハ, Vol. 5, pp. 749-766, 1977.
- [3] 松村秩. 片麻痺に対するブルンストローム法機能回復訓練の実際. 臨床理学療法: 社団法人日本理学療法士協会機関紙, Vol. 1, No. 4, pp. 18-64, 1975.
- [4] 山本撰, 柴田典子. 脳卒中片麻痺患者の歩行. 理学療法科学, Vol. 18, No. 3, pp. 131-134, 2003.
- [5] Christian Wilhelm Braune. *The center of gravity of the human body as related to the equipment of the German Infantry*. No. 7. S. Hirtel, 1889.
- [6] Marius Henriksen, H. Lund, R. Moe-Nilssen, H. Bliddal, B. Danneskiold-Samse. Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait & Posture*, Vol. 19, No. 3, pp. 288 - 297, 2004.
- [7] 水池千尋, 大城昌平, 平野康二, 大石賢, 中川浩, 青木雄介, 重森健太. 3軸加速度計を用いた脳卒中片麻痺患者の歩行分析. 理学療法学 Supplement, Vol. 2007, pp. A1305-A1305, 2008.
- [8] 西辰徳, 和田義明, 三宅美博. 腰軌道の運動学的分析に基づく片麻痺歩行評価システム. 計測自動制御学会論文集, Vol. 47, No. 1, pp. 8-16, 2011.
- [9] Alan Godfrey, Silvia Del Din, Gillian Barry, JC Mathers, and Lynn Rochester. Instrumenting gait with an accelerometer: a system and algorithm examination. *Medical engineering & physics*, Vol. 37, No. 4, pp. 400-407, 2015.
- [10] Ervin Sejdić, Kristin A Lowry, Jennica Bellanca, Subashan Perera, Mark S Redfern, and Jennifer S Brach. Extraction of stride events from gait accelerometry during treadmill walking. *IEEE journal of translational engineering in health and medicine*, Vol. 4, pp. 1-11, 2016.
- [11] 中島重義, 池淵充彦, 菅原鉄矢. A method to distinguish between patients with hemiplegic stroke and others using linear distribution of frequency analysis of acceleration of gait and back propagation. in print.
- [12] F. Danion, E. Varraine, M. Bonnard, and J. Pailhou. Stride variability in human gait : the effect of stride frequency and stride length. *Gait & Posture*, Vol. 18, No. 1, pp. 69-77, 2003.
- [13] 小林哲平, 三宅美博, 和田義明, 松原正明. 加速度センサを用いた運動学的歩行分析システム. 計測自動制御学会論文集, Vol. 42, No. 5, pp. 567-576, 2006.